Desarrollo de una herramienta de simulación para explicar la hemodinámica del sistema cardiovascular en condiciones normales por medio de modelos empaquetados.

Resumen

El sistema cardiovascular humano está constituido por el corazón y los vasos sanguíneos semejantes a un grupo de tuberías, por esa razón, el mismo puede analizarse como un sistema hidráulico. A su vez, los sistemas hidráulicos son análogos a los sistemas eléctricos.

La corriente, voltaje, carga, resistencia y capacitancia del circuito corresponden respectivamente al flujo, la presión sanguínea, el volumen, la resistencia y capacitancia del sistema cardiovascular, respectivamente.

Hemos implementado un circuito con dos ventrículos y dos aurículas, separando la circulación sistémica de la circulación pulmonar, todo esto con el objetivo de desarrollador una simple estrategia educativa que permite a través de un circuito eléctrico y la aplicación de la ley de Kirchhoff de corrientes y la ley de Ohm enseñar de manera amigable como simular el comportamiento de los procesos de diástole y sístole del sistema cardiovascular en condiciones normales.

Como resultado de lo anterior obtuvimos las ecuaciones diferenciales que rigen los procesos anteriormente mencionados para el funcionamiento normal del sistema cardiovascular.

Palabras clave: Sistema cardiovascular, hemodinámica, educación, enseñanza, aprendizaje.

Abstract

The human cardiovascular system is constituted by the heart and blood vessels similar to a group of pipes, for that reason, it can be analyzed as a hydraulic system. In turn, hydraulic systems are analogous to electrical systems.

The current, voltage, load, resistance and capacitance of the circuit correspond respectively to the flow, blood pressure, volume, resistance and capacitance of the cardiovascular system, respectively.

We have implemented a circuit with two ventricles and two atria, separating the systemic circulation from the pulmonary circulation, all with the objective of developing a simple educational strategy that allows through an electrical circuit and the application of Kirchhoff´s law of currents and Ohm's law to teach in a friendly way how to simulate the behavior of the diastole and systole processes of the cardiovascular system under normal conditions.

As a result of the above, we obtained the differential equations that govern the aforementioned processes for the normal functioning of the cardiovascular system.

Keywords: Cardiovascular system, hemodynamics, education, teaching, learning.

Katerina Caridad Gómez Pérez [1,a] / Ricardo José Silva Bustillos [2,b]/ Antonio José D'Alessandro Martínez [3,c]/ Ángela Sagrat Chikhani Coello [1,d]

Recibido el 27/Julio/2018 // Aceptado el 27/Agosto/2018

1 Universidad Simón Bolívar, Sede del Litoral.
2 Valencia College
3 Universidad Central de Venezuela
a Docente del Departamento de Tecnología Industrial
b Docente de Biología
c Docente de Fisiología de la Facultad de Medicina
d Departamento de Tecnología Industrial

Correspondencia
Katerina Caridad Gómez Pérez
Universidad Simón Bolívar, Sede del Litoral.
Email: kgomez@usb.ve
Caracas - Venezuela

Introducción

El sistema cardiovascular humano está compuesto por el corazón y los vasos sanguíneos que se pueden semejar a un conjunto de tuberías, por lo cual dicho sistema puede ser analizado como un sistema hidráulico. A su vez, los sistemas hidráulicos son análogos a los sistemas eléctricos (1, 2).

A continuación, se explican las seis propiedades hidráulicas que intervienen en el funcionamiento del sistema cardiovascular. Estas variables se utilizan para desarrollar cualquier modelo matemático basado en parámetros concentrados, usando las analogías del sistema hidráulico con el sistema eléctrico. A continuación, se detallan cada uno de estos aspectos, que son la presión sanguínea, el volumen, el flujo sanguíneo, la distensibilidad, la resistencia vascular y la inertancia.

La sangre se impulsa debido a la diferencia de presiones (P) que ejerce el corazón. Esta diferencia de presiones ocasiona que el líquido se mueva desde el punto de presión máxima hasta el punto de presión mínima, debido a un fenómeno físico conocido como difusión. La presión en el sistema cardiovascular se expresa en milímetros de mercurio (mmHg) (2,3,4).

El volumen (Q) es la cantidad de sangre que se almacena en una sección del cuerpo. Puede encontrarse dentro de las cavidades del corazón o en una vena, arteria o vaso capilar. En un modelo eléctrico se relaciona con la carga eléctrica (2, 3,4).

El flujo sanguíneo (F) es el movimiento de la sangre a través del sistema circulatorio. Se define físicamente como la cantidad de sangre por unidad de tiempo que pasa a través de una sección transversal de una vena. Es común expresar el flujo sanguíneo en mililitros por segundo (ml/s) (2, 3,4).

La distensibilidad (C) representa la facilidad con la que se deforman los materiales. Cuando las arterias se estiran, existe un volumen adicional que éstas pueden almacenar mientras retornan a su forma original. Esta propiedad es no lineal: los tejidos tienden a expandirse mejor cuando no tienen mucho volumen almacenado. Conforme se llenan de sangre, la distensibilidad de los tejidos se reduce y hace que éstos sean cada vez menos elásticos (2, 3,4).

La ecuación de distensibilidad que se usa en la mayoría de las modelos consiste en un polinomio que indica la forma en la que un cambio de volumen ocasiona un cambio en la presión. La siguiente ecuación, por ejemplo, describe el polinomio de distensibilidad de segundo orden:

$$P(t)=p_2.V(t)^2+p_1.V(t)+p_0 \qquad (I)$$

Los coeficientes p2, p1 y p0 son los coeficientes que permiten establecer la característicanolinealdeladistensibilidad. Siseasignanp2=0yp0=0seobtieneuna relación lineal entre P(t) y V(t). Al introducir valores distintos de cero para estos dos coeficientes se logra obtener la relación nolineal.

La resistencia vascular (R) es la oposición al flujo de sangre que presenta una vena, arteria, tejido o combinación de elementos en el sistema cardiovascular. Esta propiedad depende del material de la tubería, la forma que tiene, sus dimensiones y las propiedades físicas de la sangre (2, 3,4).

La resistencia tiene un valor numérico que depende de la longitud (l), la viscosidad del fluido () y el radio (r). Estas variables se relacionan mediante la Ley de Poiseville:

$$R=\frac{8\,.\eta.l}{\pi.r^4} \qquad (II)$$

Esta propiedad se expresa en dos sistemas de unidades: en unidades de referencia híbrida, HRU (mmHgmin/L) o bien en el sistema CGS (dyns/cm5). Por ejemplo, la resistencia periférica total (TPR) normalmente tiene un valor de 1000 dyns/cm5 que equivalen a 12,5 mmHgmin/L. Para pasar del sistema HRU al sistema CGS es necesario multiplicar por 80.

La inertancia (L) se debe a la inercia de la sangre (2, 3,4). Todos los fluidos tienden a conservar su movimiento, aun cuando la diferencia de presión que originó el mismo desaparezca. La inertancia se puede cal-

cular al relacionar la densidad de la sangre (), el radio (r) y la longitud (l) de la sección de arteria considerada usando la siguiente ecuación: (2, 3,4).

$$L=\frac{\rho.l}{\pi.r^2} \qquad \text{(III)}$$

Los modelos matemáticos son herramientas de gran utilidad para la investigación y la comprensión de sistemas de cierta complejidad. Existen modelos para el estudio del sistema cardiovascular, entre ellos el que se muestra en (5) que permiten entender de una manera muy didáctica el comportamiento del mismo. Este modelo permite al usuario comprender de manera sencilla, los complejos mecanismos que gobiernan el funcionamiento del sistemacardiovascular tanto en condiciones normales como en condiciones patológicas, y el mismo, está elaborado con un circuito electrónico.

Los circuitos electrónicos, en este caso, del modelaje y la simulación del sistema cardiovascular se utilizan con dos propósitos: estudiar el comportamiento normal del sistema cardiovascular, como por ejemplo en (6,7,8,9,10) y el comportamiento patológico del sistema cardiovascular (11,12,13, 14,15). Modelar tanto las enfermedades cardiovasculares como el comportamiento normal de dicho sistema se ha logrado utilizando modelos complicados que se basan en la solución de complejos sistemas de ecuaciones y grandes circuitos.

El objetivo de este artículo es mostrar como la simulación a través de circuitos eléctricos y la utilización de ecuaciones diferenciales son una forma sencilla de abordar la simulación del sistema cardiovascular, explicando los procesos de diástole y sístole de manera fácil y amena de comprender. En este trabajo solo analizaremos el comportamiento normal del sistema cardiovascular, a través de las gráficas obtenidas con el modelo y con nuestra metodología. Para próximos artículos abordaremos el comportamiento de algunas patologías.

Métodos

El circuito electrónico que se usó en nuestro trabajo para la explicación de los procesos del sistema cardiovascular es un circuito simplificado, basado en los principios deanalogías equivalentes entre los sistemas hidráulicos y los sistemas eléctricos, la ley de Ohm y la ley Kirchhoff de corrientes.

Un modelo basado en la comprensión de los fundamentos de la dinámica del flujo sanguíneo o hemodinámica es importante para estudiar el comportamiento normal del sistema cardiovascular y además diagnosticar enfermedades del mismo. Los modelos del sistema cardiovascular, en última instancia, ayudan a entender están condiciones y de esta forma mejorar los tratamientos.

De la gran gama de modelos existentes, los modelos de parámetros concentrados se han convertido en una forma fácil y práctica de analizar la hemodinámica del sistema cardiovascular. En general, los modelos cardiovasculares, están constituidos de dos conjuntos principales: el primero es el sistema hemodinámico, en el cual nos basaremos en este artículo y el segundo es el control nervioso autonómico, que no abordaremos aquí.

La hemodinámica de los vasos sanguíneos puede ser representada por la relación entre la presión arterial y el flujo sanguíneo en el sistema cardiovascular. En los modelos de parámetros concentrados los elementos hemodinámicos del sistema cardiovascular son caracterizados por elementos equivalentes representados por circuitos eléctricos, lo cual se conoce como analogías entre circuitos hidráulicos y eléctricos (1,2).

De acuerdo con la ley de Ohm, se tiene que:

$$I=\frac{P}{R} \qquad \text{(IV)}$$

Por otro lado, la presión Pc en el condensador se puede expresar como:

$$P_c=\frac{1}{c}\int i_c\,dt \qquad \text{(V)}$$

Despejando icde la ecuación (V) obtenemos:

$$i_c = \frac{C\,(dV_c)}{d_t} \quad \text{(VI)}$$

Luego despejando C de (VI) resulta:

$$\frac{C}{d_t} = \frac{dV_c}{i_c} \quad \text{(VII)}$$

De donde:

$$\frac{C}{d_t} = \frac{dV_c}{i_1 - i_2} \quad \text{(VIII)}$$

Aplicando la ley de Ohm y la ley de Kirchhoff de corrientes a la ecuación (VIII) tenemos que:

$$\frac{C\,dV_c}{d_t} = \left(\frac{P_1 - P_c}{R_1}\right) - \left(\frac{P_c - P_2}{R_2}\right) \quad \text{(IX)}$$

El voltaje, la corriente, la carga, la resistencia y la capacitancia en el circuito electrónico son, respectivamente, equivalentes a la presión sanguínea, el flujo sanguíneo, el volumen, la resistencia y la compliance en el sistema cardiovascular.

La correlación entre las características eléctricas del sistema y sus contrapartes mecánicas son las siguientes:

- 1 Volt equivale a 10 mm de Hg (presión-voltage)
- 1μAs equivale a 100 ml (volumen-carga eléctrica)
- 1μA equivale a 100 ml/seg (flujo-corriente)
- 1μF equivale a 100ml/10 mmg(distensibilidad-capacitancia)
- 1MΩ equivale a 1U (resistencia-resistencia eléctrica)
- 1MΩ.seg equivale a 1U.seg (inertancia-inductancia)

Se partió de un modelo simple, elaborado a partir del modelo planteado en [5]. El modelo que aquí se muestra posee las siguientes simplificaciones:

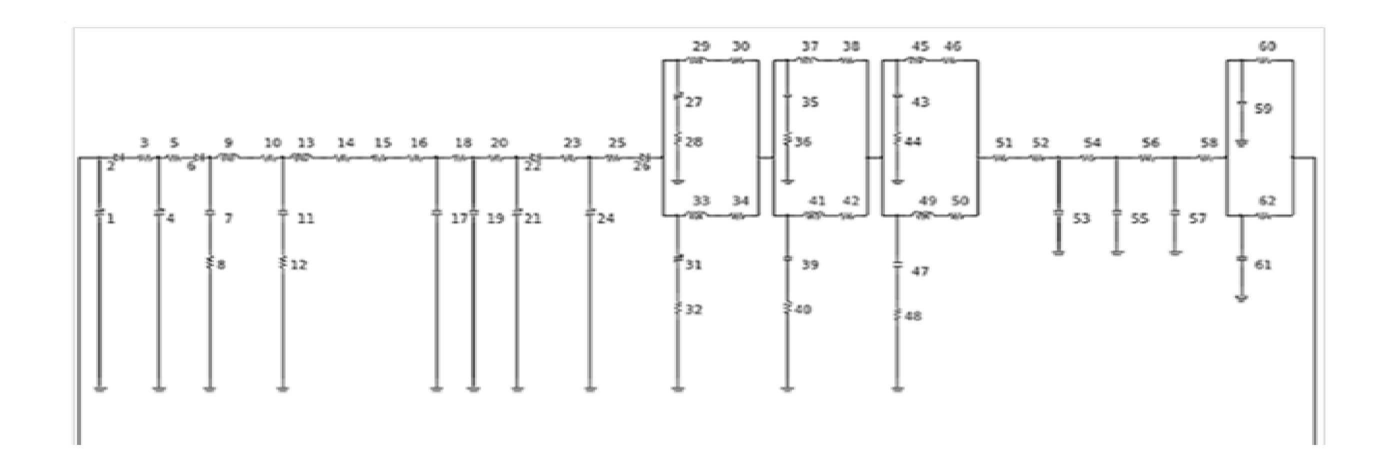
- El modelo solo está compuesto de las dos aurículas, los dos ventrículos, la circulación pulmonar, la circulación sistémica y las válvulas mitral, tricúspide, aórtica y pulmonar.
- El flujo sanguíneo tiene características Newtonianas.
- El modelo no tiene conexión con baro receptores, ni con el sistema nervioso central.
- Los vasos tanto de la circulación sistémica como de la circulación arterial se consideraron como cilindros simples de paredes elásticas.
- Se aseguró mediante la inclusión de los diodos, por medio de los cuales se simularon las válvulas en los circuitos del modelo, que el flujo sanguíneo fuera unidireccional.
- Se utilizó una secuencia repetitiva con capacitancias constantes (aurículas y vasos) y elastancia contantes (ventrículos) para representar la sístole y la diástole en el modelo.

Por otro lado debemos señalar que para la simulación de los ventrículos se utilizó la curva de elastancia en forma exponencial tomada de (10).

Resultados

Ahora cabe hacer la siguiente pregunta: ¿cuál es la utilidad de todo lo que hasta ahora se ha planteado? Como se dijo con anterioridad, es importante simular los procesos cardiovasculares de la forma más adecuada posible. Con las ecuaciones planteadas anteriormente y la representación de circuitos equivalentes se logró diseñar un modelo del sistema cardiovascular como el que se observa en la figura 1, y estudiar por medio de simples ecuaciones el comportamiento normal del sistema cardiovascular continuación se muestra un ejemplo de lo planteado en los dos párrafos anteriores.

Figura 1. Modelo de Gómez y D'Alessandro. Fuente [5].



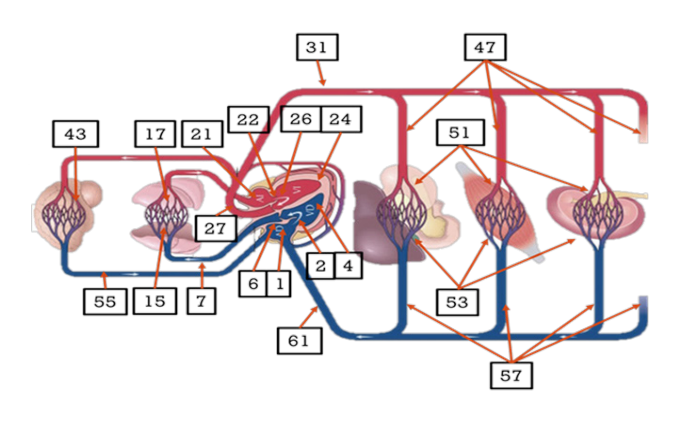
En la tabla 1, se muestra el significado de los símbolos del modelo de la figura 1.

Tabla 1:Nombre de las variables utilizadas en el modelo representado en la figura 1. Fuente [5].

Símbolo	Nombre
1	Aurícula Derecha
2	Válvula Tricúspide
3	Resistencia al flujo de la Válvula Tricúspide
4	Ventrículo Derecho
5	Resistencia al flujo de la Válvula Pulmonar
6	Válvula Pulmonar
7	Arteria Pulmonar
8	Resistencia Viscoelástica de las paredes de la Arteria Pulmonar
9	Inercia de la Sangre de la Arteria Pulmonar
10	Resistencia al Flujo de la Arteria Pulmonar
11	Resto de las Arterias de la Circulación Pulmonar
12	Resistencia Viscoelástica de las paredes del Resto de las Arterias de la Circulación Pulmonar
13	Inercia de la sangre del Resto de las Arterias de la Circulación Pulmonar
14	Resistencia al Flujo del Resto de las Arterias de la Circulación Pulmonar
15	Arteriolas de la Circulación Pulmonar
16	Capilares de la Circulación Pulmonar
17	Vénulas de la Circulación Pulmonar
18	Resistencia al Flujo de las Vénulas de la Circulación Pulmonar
19	Venas de la Circulación Pulmonar
20	Resistencia Flujo de las Venas de la Circulación Pulmonar
21	Aurícula Izquierda
22	Válvula Mitral
23	Resistencia al Flujo de la Válvula Mitral
24	Ventrículo Izquierdo
25	Resistencia al Flujo de la Válvula Aórtica
26	Válvula Aórtica
27	Arteria Aorta Ascendente
28	Resistencia Viscoelástica de las paredes de la Aorta Ascendente
29	Inercia de la sangre de la Aorta Ascendente
30	Resistencia al Flujo de la Aorta Ascendente
31	Aorta Descendente
32	Resistencia Viscoelástica de las paredes de la Aorta Descendente
33	Inercia de la sangre de la Aorta Descendente
34	Resistencia al Flujo de la Aorta Descendente
35	Arterias Carótidas
36	Resistencia Viscoelástica de las paredes de la Arteria Carótida
37	Inercia de la sangre de la Arteria Carótida
38	Resistencia al Flujo de la Arteria Carótida
39	Compartimiento Coronario
40	Resistencia Viscoelástica de las paredes del Compartimiento Coronario
41	Inercia de la sangre del Compartimiento Coronario
42	Resistencia al Flujo del Compartimiento Coronario
43	Arterias de la Cabeza
44	Resistencia Viscoelástica de las paredes de las Arterias de la Cabeza
45	Inercia de la sangre de las Arterias de la Cabeza
46	Resistencia al Flujo de las Arterias de la Cabeza
47	Arterias de los Circulación Sistémica
48	Resistencia Viscoelástica de las paredes de las Arterias de los Circulación Sistémica

49	Inercia de la sangre de las Arterias de los Circulación Sistémica
50	Resistencia al Flujo de las Arterias de los Circulación Sistémica
51	Arteriolas de la Circulación Sistémica
52	Capilares de la Circulación Sistémica
53	Vénulas de la Circulación Sistémica
54	Resistencia al Flujo de las Vénulas de la Circulación Sistémica
55	Vena Yugular
56	Resistencia al flujo de la Vena Yugular
57	Resto de las venas de la Circulación Sistémica
58	Resistencia al Flujo del Resto de las Venas de la Circulación Sistémica
59	Vena Cava Superior
60	Resistencia al Flujo de la Vena Cava Superior
61	Vena Cava Inferior
62	Resistencia al Flujo de la Vena Cava Inferior

En la siguiente figura relacionamos los componentes del modelo en extenso ver figura 1 y tabla 1, con un modelo anatómico del sistema cardiovascular que muestra algunos componentes del mismo, para que el lector tenga una mejor visualización.



Para este estudio simplificamos el modelo de la figura 1 y a partir del mismo obtuvimos el modelo de la figura 3,donde C1 es la aurícula derecha (AD), E2 es el ventrículo derecho (VD), C3 y C4 representan los vasos de la circulación pulmonar (CP), C5 es la aurícula izquierda (AI), E6 es el ventrículo izquierdo (VI); C7 y C8 son los vasos de la circulación sistémica (CS).

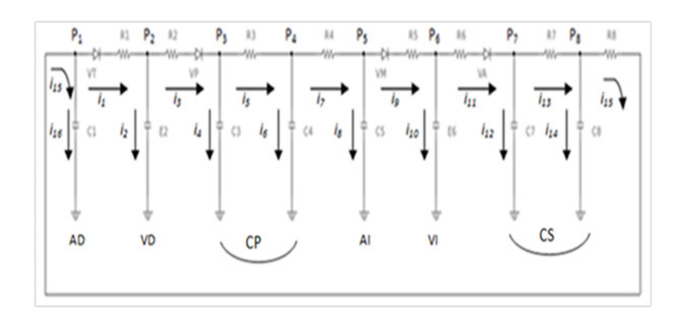


Figura 3. Modelo eléctrico utilizado este estudio, simplificado del modelo de Gómez y D'Alessandro (5).

Tomando en cuenta que durante la sístole las válvulas tricúspide y mitral están cerradas y las válvulas aórtica y pulmonar están abiertas; y aplicando las leyes de Kirchhoff de corriente en cada nodo, las ecuaciones del comportamiento sistólico normal para este modelo resultan:

Sístole

$i_1 = i_9 = 0$, porque la válvula tricúspide y mitral están cerradas respectivamente.

$$\frac{d}{d_t}(P_1 .C_1) = \frac{P_8}{R_8} - \frac{P_1}{R_8} \quad 1$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_2}{R_2} - \frac{P_3}{R_2} \quad 2$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3.C_3) = \frac{P_2}{R_2} - P_3\left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_3}\right) + \frac{P_4}{R_3} \quad 3$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_3} - \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_5} \quad 4$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - \frac{P_5}{R_5} \quad 5$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = \frac{P_6}{R_6} + \frac{P_7}{R_6} \quad 6$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7.C_7) = \frac{P_6}{R_6} - P_7\left(\frac{1}{R_6} + \frac{1}{R_7}\right) + \frac{P_8}{R_7} \quad 7$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} + \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \quad 8$$

Las ecuaciones del comportamiento diastólico normal para este modelo resultan:

Diástole

$i_3 = i_{11} = 0$, porque la válvula aórtica y pulmonar están cerradas respectivamente.

$$\frac{d}{d_t}(P_1.C_1) = \frac{P_8}{R_8} - P_1\left(\frac{1}{R_8} + \frac{1}{R_1}\right) + \frac{P_2}{R_1} \qquad 9$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_2}{E_2}\right) = \frac{P_1}{R_1} - \frac{P_2}{R_1} \qquad 10$$

$$\frac{d}{d_t}(P_3\ .C_3) = \frac{-P_3}{R_3} + \frac{P_4}{R_3} \qquad 11$$

$$\frac{d}{d_t}(P_4.C_4) = \frac{P_3}{R_3} - P_4\left(\frac{1}{R_4} + \frac{1}{R_4}\right) + \frac{P_5}{R_4} \qquad 12$$

$$\frac{d}{d_t}(P_5.C_5) = \frac{P_4}{R_4} - P_5\left(\frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_5}\right) + \frac{P_6}{R_5} \qquad 13$$

$$\frac{d}{d_t}\left(\frac{P_6}{E_6}\right) = \frac{P_5}{R_5} - \frac{P_6}{R_5} \qquad 14$$

$$\frac{d}{d_t}(P_7\ .C_7) = \frac{-P_7}{R_7} - \frac{P_8}{R_7} \qquad 15$$

$$\frac{d}{d_t}(P_8.C_8) = \frac{P_7}{R_7} - P_8\left(\frac{1}{R_7} - \frac{1}{R_8}\right) + \frac{P_1}{R_8} \qquad 16$$

A partir de las simulaciones realizadas se obtuvieron los siguientes gráficos del comportamiento normal del sistema cardiovascular, los cuales se observan en las figuras 4, 5 y 6.

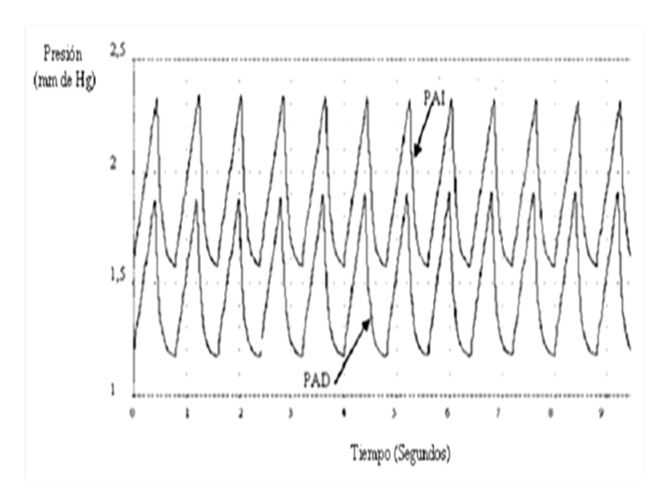


Figura 4. Gráfica de presión en función del tiempo para la aurícula derecha y la aurícula izquierda: condiciones normales, obtenida con el modelo propuesto en este trabajo. s. PAI: Presión en la Aurícula Izquierda. PAD: Presión en la Aurícula Derecha.

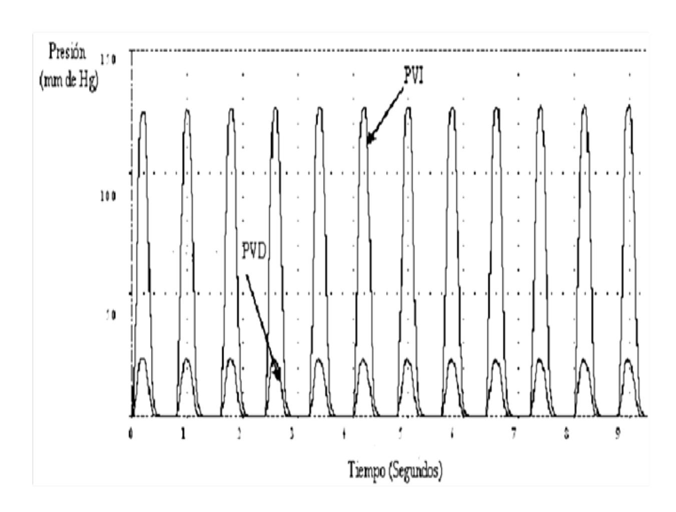


Figura 5. Gráfica de presión en función del tiempo para el ventrículo derecho y el ventrículo izquierdo: condiciones normales, obtenida con el modelo propuesto en este trabajo. PVI: Presión en el Ventrículo Izquierdo. PVD: Presión en el Ventrículo Derecho

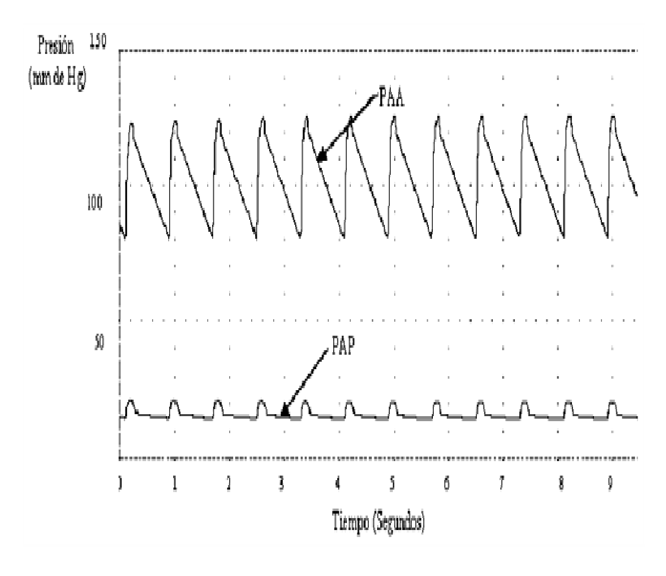


Figura 6. Gráfica de presión en función del tiempo para la arteria pulmonar y la Aorta en condiciones normales, obtenida con el modelo propuesto en este trabajo. PAA: Presión en la Aorta, PAP: Presión en la Arteria Pulmonar.

Fusionando los gráficos de las figuras 4, 5 y 6, obtuvimos el gráfico de la figura 7, que es un gráfico similar al conocido diagrama de Wiggers el cuál se puede observar en cualquier bibliografía de la literatura especializada.

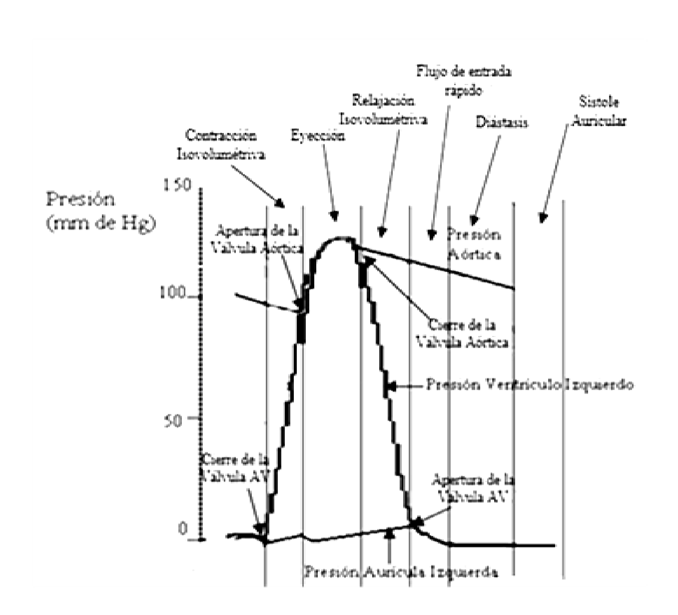


Figura 7. Gráfica similar al diagrama de Wiggers obtenido con las gráficas elaboradas con nuestro modelo.

Discusión

La metodología desarrollada en nuestro trabajo representa un procedimiento simple para realizar simulaciones del Sistema Cardiovascular y permite obtener los detalles necesarios para la comparación de los resultados de la simulación con los experimentales.

La evolución temporal de cada variable cardiovascular (parámetros) puede ser graficada y almacenada. Así, los modelos complejos pueden ser simulados fácilmente y ajustados adecuadamente. La plataforma Octave en la cual se desarrolló el trabajo, aporta un valor agregado a la misma pues el módulo puede ser integrado con otras plataformas de simulación. Por otro lado, el usuario no necesita conocimientos de programación, ni programar ecuaciones diferenciales para la elaboración de los modelos. Como se mostró en la sección anterior, con el modelo anteriormente mencionado y por medio de la metodología aplicada se obtuvieron las gráficas fundamentales de la mecánica cardiovascular, tanto para el lado derecho como para el lado izquierdo del corazón.

Para validar el comportamiento de nuestro modelo, y, por consiguiente, de nuestra metodología, comparamos las gráficas obtenidas, con gráficas obtenidas en la literatura especializada, siendo ambas muy semejantes. Se debe acotar que, aunque con nuestro modelo se pueden obtener gráficas tanto del lado izquierdo como del lado derecho del corazón, la comparación solo se hizo en el lado izquierdo ya que es en ese lado donde ocurren los eventos más importantes dentro del sistema cardiovascular.

Durante el ciclo cardíaco tienen lugar una serie de eventos que incluyen cambios de presión en las cámaras, movimiento valvular, cambios de presión en la mayoría de los vasos, entre otros eventos, lo cual se representa en el diagrama de Wiggers, llamado así en honor a Carl J. Wiggers (1883-1963), siendo dicho diagrama una de las piedras angulares de la cardiología.

Los eventos del ciclo cardíaco de acuerdo con el diagrama de Wiggers, están divididos en seis fases (Sístole auricular, Contracción isovolumétrica, Eyección, Relajación isovolumétrica, Llenado Rápido y Llenado Lento).

Comparamos los resultados obtenidos en el lado izquierdo del corazón considerando únicamente los cambios de presión en las cámaras y vasos, los cambios de volumen y el movimiento valvular, obteniéndose resultados muy satisfactorios al comparar el diagrama de Wiggers obtenido con el modelo propuesto y el diagrama de Wiggers tomado de la literatura especializada. Esta comparación puede consultarse en [16]. Como puede observarse, las gráficas obtenidas usando la metodología propuesta en este trabajo para diseñar modelos análogos eléctricos del sistema cardiovascular humano son morfológicamente similares a las del comportamiento real

Para estudios posteriores se mostrará cómo se utiliza la estrategia para estudiar el proceso enseñanza – aprendizaje de algunas patologías del sistema cardiovascular entre las que se encuentran patologías valvulares como estenosis e insuficiencias, así como defectos congénitos, por ejemplo, defecto del tabique ventricular, defecto del tabique auricular, y conducto arterioso persistente, entre otros.

Referencias

1. Graff RW, Leiffer PR. Demonstration of Electrical Principles in the Classroom by Hydraulic Analogues. En 2013 [citado 23 de octubre de 2018]. p. 23.371.1-23.371.9. Disponible en: https://peer.asee.org/demonstration-of-electrical-principles-in-the-classroom-by-hydraulic-analogues
2. Gómez Pérez K, Chikhani A. MOOC: Capacitación de docentes para reconocer las similitudes entre los modelos cardiovasculares con los sistemas hidráulicos y eléctricos. En. Disponible en: http://acceso.virtualeduca.red/documentos/ponencias/puerto-rico/1320-b68c.pdf
3. Badeer HS. Hemodynamics for medical students. Advances in Physiology Education. marzo de 2001;25(1):44-52.
4. Bell DR. Part IV Cardivascular physiology. Chapter 11:An Overview of the Cardiovascular System and Hemodynamics [Internet]. Disponible en: https://pdfs.semanticscholar.org/a102/b25a8c6b74b97b4bfc8e6d5391aa95308925.pdf
5. Gomez K. MOOC: Comportamiento mecánico del Sistema Cardiovascular. En: Global Sustainability. San José, Costa Rica; 2016. p. 4.
6. Frolov SV, Sindeev SV, Lischouk VA, Gazizova DS, Liepsch D, Balasso A. A lumped parameter model of cardiovascular system with pulsating heart for diagnostic studies. J Mech Med Biol. 22 de diciembre de 2016;17(03):1750056.
7. Ryu J, Hu X, Shadden SC. A Coupled Lumped-Parameter and Distributed Network Model for Cerebral Pulse-Wave Hemodynamics. J Biomech Eng. octubre de 2015;137(10):101009.
8. Naik K, Bhathawala PH. Mathematical Modeling of Human Cardiovascular System: A Lumped Parameter Approach and Simulation. International Science Index, Mathematical and Computational Sciences. 2017;11(2):12.
9. Duanmu Z, Yin M, Fan X, Yang X, Luo X. A patient-specific lumped-parameter model of coronary circulation. Scientific Reports [Internet]. diciembre de 2018 [citado 23 de octubre de 2018];8(1). Disponible en: http://www.nature.com/articles/s41598-018-19164-w
10. Kung E, Pennati G, Migliavacca F, Hsia T-Y, Figliola R, Marsden A, et al. A simulation protocol for exercise physiology in Fontan patients using a closed loop lumped-parameter model. J Biomech Eng. agosto de 2014;136(8).
11. Abdi M, Karimi A, Navidbakhsh M, Jahromi GP, Hassani K. A lumped parameter mathematical model to analyze the effects of tachycardia and bradycardia on the cardiovascular system. International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields. 1 de mayo de 2015;28(3):346-57.
12. Scarsoglio S, Camporeale C, Guala A, Ridolfi L. Fluid dynamics of heart valves during atrial fibrillation: a lumped parameter-based approach. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 26 de julio de 2016;19(10):1060-8.
13. Saglietto A, Anselmino M, Scarsoglio S, Camporeale C, Gaita F, Ridolfi L. New insights into rate control therapy of atrial fibrillation: a lumped-model approach. En Rome, Italy; 2015. p. 2. Disponible en: https://core.ac.uk/download/pdf/76528505.pdf
14. Scarsoglio S, Guala A, Camporeale C, Ridolfi L. Impact of atrial fibrillation on the cardiovascular system through a lumped-parameter approach. Med Biol Eng Comput. noviembre de 2014;52(11):905-20.
15. Keshavarz-Motamed Z, Edelman ER, Motamed PK, Garcia J, Dahdah N, Kadem L. The role of aortic compliance in determination of coarctation severity: Lumped parameter modeling, in vitro study and clinical evaluation. J Biomech. 16 de diciembre de 2015;48(16):4229-37.
16. Metodología para simular el sistema cardiovascular humano por medio de circuitos eléctricos. En Venezuela: Universidad Central de Venezuela; 2016.